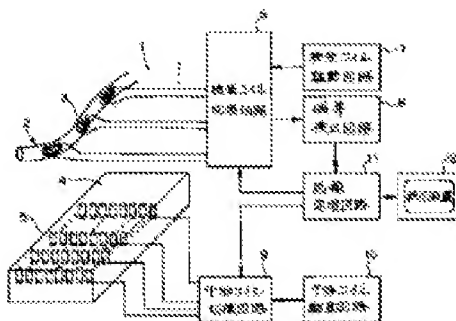


ENDSCOPE SHAPE SENSING SYSTEM**Publication number:** JP9028662**Publication date:** 1997-02-04**Inventor:** UCHIMURA SUMIHIRO; NAKAMURA KAZUNARI;
OMORI SHINICHI; KUDO MASAHIRO; OKADA
SACHIIRO; MIYANO YASUO; FUJIO KOJI; ISHII
TSUKASA; NOGUCHI TOSHIAKI; MICHIGUCHI
NOBUYUKI; ATONO KAZUHIRO; TANIGUCHI AKIRA**Applicant:** OLYMPUS OPTICAL CO**Classification:****- International:** **G02B23/24; A61B1/00; G02B23/24; A61B1/00;** (IPC1-
7): A61B1/00; A61B1/00; G02B23/24**- European:****Application number:** JP19950180472 19950717**Priority number(s):** JP19950180472 19950717

Report a data error here

Abstract of JP9028662

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately sense the position and shape of an endoscope insert irrespective of the material of the insert or its shape as inserted. **SOLUTION:** An endoscope shape sensor unit 1 has a plurality of examination coils 3 arranged in lines in a probe 2 and a plurality of interference coils 5 arranged in a matrix inside a bed 4 for a patient. An examination coil 3 has a magnetic field generating coil and a magnetic field receiving coil, both mounted on a single core. The magnetic field generation coils of the examination coil 3 and the interference coils 5 are sequentially and alternately energized for the production of constant magnetic fields and interference magnetic fields. The magnetic field receiving coils of the examination coil 3 receive the generated magnetic fields, and a magnetic field sensor circuit 8 extracts magnetic field data composed of specific frequency components. In an image processing circuit 11, the positions of the examination coils 3 are determined on the basis of the magnetic field data, and an image relative to the shape of the endoscope as inserted is exhibited on a display 12.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-28662

(43)公開日 平成9年(1997)2月4日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 1/00	3 0 0		A 6 1 B 1/00	3 0 0 D
	3 1 0			3 1 0 A
G 0 2 B 23/24			G 0 2 B 23/24	C

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 22 頁)

(21)出願番号 特願平7-180472

(22)出願日 平成7年(1995)7月17日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 内村 澄洋

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 一成

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大森 真一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

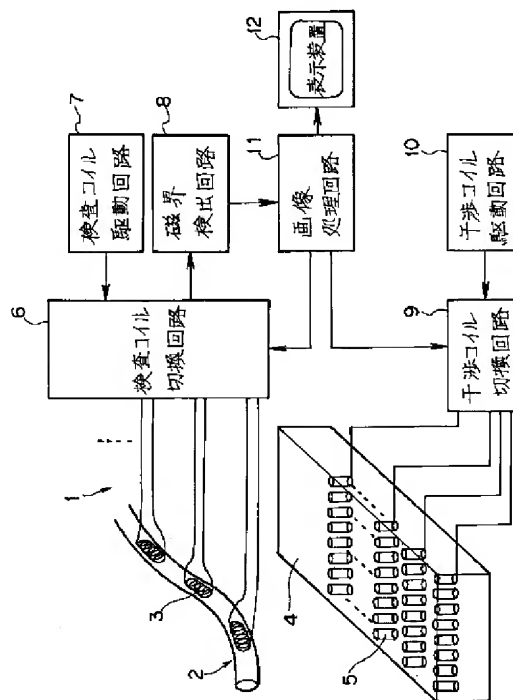
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡形状検出装置

(57)【要約】

【課題】 内視鏡挿入部の材質構造や挿入形状に影響されことなく、正確に挿入部の挿入位置及び挿入形状を検出可能にする。

【解決手段】 内視鏡形状検出装置1は、プローブ2の内部に線状に配設された複数の検査コイル3と、患者が横たわるベッド4の内部にマトリクス状に配設された複数の干渉コイル5とを有している。検査コイル3は、磁界発生コイルと磁界受信コイルとを同一のコア上に備えている。検査コイル3の磁界発生コイルと干渉コイル5とをそれぞれ切り換えて順次駆動していき、一定磁界と干渉磁界とを発生させ、検査コイル3の磁界受信コイルで磁界を受信して磁界検出回路8により所定周波数成分からなる磁界データを得る。画像処理回路11において前記磁界データを基に検査コイル3の位置情報を得て、内視鏡の挿入形状に関する画像を表示装置12に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 内視鏡の挿入部内部に設けられ、一定磁界を発生する磁界発生コイルと磁界を受信する磁界受信コイルとを同一のコア上に配設した検査コイルと、前記磁界発生コイルに高周波信号を供給する検査コイル駆動手段と、前記磁界受信コイルで受信した受信信号の所定周波数成分を直流信号に変換する磁界検出手段と、前記磁界発生コイルが発生する一定磁界と干渉させて前記一定磁界を増減させる干渉磁界を発生する干渉コイルと、前記干渉コイルに高周波信号を供給する干渉コイル駆動手段と、前記磁界検出手段が出力する磁界データを処理し、前記検査コイルの位置情報を得て、内視鏡の挿入形状に関する画像信号を生成する信号処理手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、内視鏡による検査において被検体に挿入した状態での内視鏡の形状を検出して観察モニタ等に表示する内視鏡形状検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 一般に、細長で軟性の挿入部を有する内視鏡は、挿入部を体腔内の管腔に挿入することにより、切開することなく体腔内深部の臓器を診断したり、必要に応じて挿入部のチャンネル内に処置具を挿通してポリープ等を切除するなどの治療処置を行えるようになっていく。

【0003】 体腔内の管腔は、大腸や小腸に見られるように曲がりくねっており、挿入した内視鏡の挿入部がどの位置まで挿入されているか、あるいは、どのような形状になっているのかを術者が把握しづらくなっている。

【0004】 例えば、肛門側から下部消化管内を検査する場合のように、屈曲した体腔内に挿入部を円滑に挿入するためにはある程度の熟練を必要とする場合がある。つまり、挿入作業を行う際に、管路の屈曲に応じて挿入部に設けた湾曲部を湾曲させる等の作業が必要になり、そのためには体腔内における現在の挿入部先端等の位置とか、挿入部の屈曲状態等を知ることができると便利である。

【0005】 このため、従来より、内視鏡の挿入部を挿入した被検体に外部からX線を照射し、挿入部の挿入状態を透視する装置とか、内視鏡の先端近傍に電磁波あるいは超音波等を発振する発振素子を設け、外部に設けた検出手段により内視鏡からの発振信号を受信し、内視鏡の挿入状態を検出する装置などがいくつか提案されている。

【0006】 また、特開平4-259438号公報に

は、被検体の外部から磁界（交流磁界）をかけて体腔内に挿入された内視鏡挿入部の金属部分に磁界を交差させ、金属部分に生じる鉄損（渦電流損、ヒステリシス損）による磁界の変化を検出することにより挿入部の挿入状態を検出する装置が開示されている。

【0007】 前記磁界の変化を用いて挿入部の挿入状態を検出する装置の例として、内視鏡の挿入部内に受信コイルを設け、挿入部を発信コイルが設けられた部材内に配置した状態で発信コイルを駆動して磁界を発生させ、この磁界により受信コイルで検出された信号を信号処理手段で処理して画像信号に変換することにより、被検体内部に挿入した挿入部の挿入形状を検出してモニタ等に表示可能としたものも提案されている。

【0008】 このような磁界の変化を用いた検出手段によれば、人体に対して及ぼす影響がほとんどないようにして、内視鏡挿入部の挿入位置及び挿入形状等を検出することができる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、前述した従来の装置では、金属が磁界発生コイルより発生する磁束に損失を与える量を検出するようになっており、他の部分と異なる金属部材で構成される内視鏡先端部とか内視鏡挿入部がループした状態での金属部材が重なった部分など、磁束の損失量が異なる部分があると検出に不具合が生じる場合がある。すなわち、内視鏡挿入部の材質構造や挿入形状によっては磁界発生コイルの磁束に与える損失量が異なってしまうため、挿入形状を正確に検出できなくなるおそれがあった。

【0010】 本発明は、これらの事情に鑑みてなされたもので、内視鏡挿入部の材質構造や挿入形状に影響されことなく、正確に挿入部の挿入位置及び挿入形状を検出することが可能な内視鏡形状検出装置を提供することを目的としている。

【0011】

【課題を解決するための手段】 本発明による内視鏡形状検出装置は、内視鏡の挿入部内部に設けられ、一定磁界を発生する磁界発生コイルと磁界を受信する磁界受信コイルとを同一のコア上に配設した検査コイルと、前記磁界発生コイルに高周波信号を供給する検査コイル駆動手段と、前記磁界受信コイルで受信した受信信号の所定周波数成分を直流信号に変換する磁界検出手段と、前記磁界発生コイルが発生する一定磁界と干渉させて前記一定磁界を増減させる干渉磁界を発生する干渉コイルと、前記干渉コイルに高周波信号を供給する干渉コイル駆動手段と、前記磁界検出手段が出力する磁界データを処理し、前記検査コイルの位置情報を得て、内視鏡の挿入形状に関する画像信号を生成する信号処理手段と、を備えたものであり、内視鏡挿入部の材質構造や挿入形状に影響されことなく、内視鏡の挿入部の位置及び挿入形状が検出可能となる。

【0012】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図4は本発明の第1の実施形態に係り、図1は内視鏡形状検出装置の全体構成を示す構成説明図、図2は検査コイル及び干渉コイル周辺の構成を示すブロック図、図3は各コイルにおける磁界データと検査空間との関係を示す特性図、図4は各コイルにより検出された磁界データの一例を示す特性図である。

【0013】内視鏡形状検出装置1は、磁界の発生及び発生した磁界の干渉による変化を検出するために、プローブ2の内部に線状に配設された複数の検査コイル3と、患者が横たわるベッド4の内部にマトリクス状に配設された複数の干渉コイル5と、を有している。プローブ2は、内視鏡の挿入部内に配設されるか、または挿入部に設けられるチャンネル内に挿通されるようになってい

る。

【0014】前記各検査コイル3は、検査コイル切換回路6を介して、検査コイル3に高周波信号を供給する検査コイル駆動回路7と、検査コイル3により受信した信号から所定の周波数成分を検出して直流信号に変換する磁界検出回路8とに接続されている。磁界検出回路8の出力端には、磁界検出回路8が出力する磁界データを処理し内視鏡の挿入形状に関する画像信号を生成する画像処理回路11、画像処理回路11が出力する画像信号を受けて画像を表示する表示装置12が順に接続されている。検査コイル切換回路6は、複数の検査コイル3と検査コイル駆動回路7及び磁界検出回路8との中継を行うもので、画像処理回路11からの検査コイル切換信号により指定された検査コイル3と検査コイル駆動回路7及び磁界検出回路8とを切換接続するようになっている。

【0015】前記各干渉コイル5は、干渉コイル切換回路9を介して、干渉コイル5に高周波信号を供給する干渉コイル駆動回路10に接続されている。干渉コイル切換回路9は、複数の干渉コイル5と干渉コイル駆動回路10との中継を行うもので、画像処理回路11からの干渉コイル切換信号により指定された干渉コイル5と干渉コイル駆動回路10とを切換接続するようになっている。

【0016】さらに図2に示すように、検査コイル3は、磁界発生コイル3a、磁界受信コイル3b、コア3cからなり、磁界発生コイル3aは検査コイル駆動回路7に、磁界受信コイル3bは磁界検出回路8にそれぞれ図示していない検査コイル切換回路6を介して接続されている。

【0017】検査コイル駆動回路7は、所定の駆動周波数で正弦波電圧を発振する発振回路13と、発振回路13からの正弦波電圧信号を電流に変換し磁界発生コイル3aを定電流駆動する定電流回路14とを有して構成される。磁界検出回路8は、磁界受信コイル3bからの受

信信号を所定のレベルに増幅する差動増幅回路15と、増幅された受信信号から磁界発生コイル3aの駆動周波数の成分を通過させるバンドパスフィルタ(BPF)16と、BPF16の正弦波信号出力のピーク値を検出するピーク検出回路17と、検出されたピーク値信号をデジタルデータに変換するアナログ-デジタルコンバータ(ADC)18とを有して構成される。

【0018】干渉コイル駆動回路10は、所定の駆動周波数でかつ検査コイル駆動回路7の発振回路13とは180°位相の異なる正弦波電圧を発振する発振回路19と、発振回路19からの正弦波電圧信号を電流に変換し干渉コイル5を定電流駆動する定電流回路20とを有して構成される。

【0019】次に、第1の実施形態による内視鏡形状検出装置の動作について説明する。

【0020】画像処理回路11は、まずプローブ2の最先端に配置された検査コイル3を駆動するために、検査コイル切換回路6に対し、検査コイル切換信号を送出する。この信号を受けた検査コイル切換回路6は、検査コイル駆動回路7及び磁界検出回路8とプローブ2の最先端に配置された検査コイル3とを接続する。

【0021】この状態で、検査コイル駆動回路7の定電流回路14は、発振回路13からの駆動周波数で検査コイル3の磁界発生コイル3aに一定の電流が流れるように駆動制御し、検査コイル3より一定磁界を放射させる。このとき、磁界受信コイル3bは磁界発生コイル3aからの磁界を受けて電流を発生する。この磁界受信コイル3bの受信信号は、磁界検出回路8に入力されて差動増幅回路15で増幅され、BPF16で駆動周波数以外の余分な信号成分が濾過された後、ピーク検出回路17に入力される。そしてピーク検出回路17において受信信号のピーク値を表す直流信号になり、さらにADC18でデジタルの磁界データに変換されて画像処理回路11に出力される。

【0022】次の段階として、画像処理回路11は、干渉コイル切換回路9に対し干渉コイル切換信号を送出し、ベッド4に配置された干渉コイル5をあらかじめ設定した順番で切り換えていく。そして、干渉コイル駆動回路10によって順次接続された干渉コイル5を駆動する。このとき、各干渉コイル5を駆動したときに得られた磁界データを検査コイル3の順番と関連づけて記録しておく。

【0023】さらに、画像処理装置11は、プローブ2の最後尾の検査コイル3まで順次切り換えながら、上記の動作を繰り返し、プローブ2に配置されたすべての検査コイル3に対する一連の磁界データを収集する。

【0024】ここで、収集した磁界データの処理について説明する。図3に示すように、空間座標(x5, y1, z)に存在する検査コイル3が駆動されている場合に、それぞれの空間座標(x1, y1, 0), (x2,

$y1, 0), (x3, y1, 0), (x4, y1, 0), (x5, y1, 0), (x6, y1, 0), (x7, y1, 0), (x8, y1, 0)$ に配置された8個の干渉コイル5が順次駆動されたときには、各磁界データは磁界検出回路8により図4に示すように検出される。

【0025】図4の磁界データの曲線において、現れたピークは、 $(x5, y1, 0)$ の干渉コイル5を駆動したときの磁界データであり、この干渉コイル5と検査コイル3との距離が8個の干渉コイル5の中で最短であったため、最も干渉の度合いが高かったことを示している。つまり、1つの検査コイル3を駆動しているときに、すべての干渉コイル5の中で最も干渉磁界が強く検出されたコイルの x, y 座標が、その検査コイル3の x, y 座標となる。

【0026】さらに、画像処理回路11は、干渉コイル5と検査コイル3との距離に対する磁界データ、並びに、プローブ2を内視鏡に配設する前の磁界データとプローブ2を内視鏡に配設した後の磁界データとの比率をあらかじめ記憶しておく。この距離に対するデータと先ほど検出した磁界データの最大値にこの比率をかけた値とが一致したときの距離が、検査コイル3の z 座標となる。

【0027】したがって、上記のように、複数の干渉コイル5の駆動により得られた磁界データのピーク値を検出することで検査コイル3のベッド平面上での位置が求められ、この磁界データのピーク値とあらかじめ記憶している磁界データの距離に関するデータとを比較することによってベッドから検査コイル3までの距離を求めることができる。

【0028】以上の処理を各検査コイル3について行うことにより、収集した磁界データからすべての検査コイル3の空間座標が検出される。

【0029】画像処理装置11は、前記検査コイル3の空間座標のデータに基づいて内視鏡の挿入形状を表す画像信号を生成し、表示装置12へ出力する。これを受けて、表示装置12は内視鏡の挿入形状を示す2次元または(疑似)3次元の画像を画面に表示する。

【0030】このように本実施形態では、一定磁界を発生する磁界発生コイルと磁界を検出する磁界受信コイルとを同一のコア上に設けた検査コイルをプローブ内に配設し、この検査コイルにおいて、磁界発生コイルが発生する一定磁界と、ベッド内の干渉コイルが発生する磁界により生じる磁界の合成値を磁界受信コイルにより受信する。このとき、干渉コイルによる磁界が発生しないときであってもすでに内視鏡の金属部分の影響を受けた状態で磁界発生コイルからの磁界を受信しているため、外部の干渉コイルから磁界の干渉を受けると、その分だけ磁界が変動し磁界受信コイルに受信される。この変動分を表す磁界データ信号を処理することにより内視鏡の挿

入部の形状が得られる。

【0031】よって本実施形態によれば、検査コイルにより内視鏡の金属部分による磁界への影響をあらかじめ知ることができるため、検出された磁界データから、その影響を排除でき、内視鏡の正確な挿入形状を検出することが可能となる。

【0032】以降の実施形態において、上述の検査コイル及び干渉コイルを用いたものとは異なる構成により、磁界の変化より内視鏡の挿入形状を検出する手段の構成例をいくつか示す。

【0033】図5ないし図10は本発明の第2の実施形態に係り、図5はベッド面に設けたホール素子を示す斜視図、図6はホール素子を拡大して示した説明図、図7はスコープの内部に設けた永久磁石を示す斜視図、図8は永久磁石の配設構造を示す斜視図、図9及び図10はスコープが斜めになった場合の永久磁石とベッド面の位置関係を示す説明図である。

【0034】第2の実施形態では、図5に示すように、複数のホール素子21がベッド面22にマトリクス状に配置される。個々のホール素子21には、図6に示されるように、電流端子23と電圧端子24とが直交して設けられる。これらの電流端子23及び電圧端子24は、図示しない形状検出装置及び表示装置に接続される。

【0035】一方、図7に示すように、内視鏡挿入部(以下、スコープという)25の内部には、永久磁石26が設けられる。この永久磁石26には、図8に示すように、両端部に非磁性体のコネクタ27と非磁性体の支持軸28とが連設され、支持軸28の端部が回転溝29に対して回転自在に取り付けられている。永久磁石26は、コネクタ27によって支持軸28の回りに回転することが可能で、この支持軸28は、回転溝29に沿って回転することが可能になっている。

【0036】従って、図9及び図10に示すように、スコープ25が傾いている場合などどのような向きに位置している場合でも、常に支持軸28がベッド面22に対して水平となり、永久磁石26の一面がベッド面22に対して平行に位置し、永久磁石26の磁界がベッド面22に対して垂直方向に向くように構成されている。図の例では永久磁石26のN極が常にベッド面22に対して平行に対向するようになっている。

【0037】次に、第2の実施形態による内視鏡形状検出装置の作用について説明する。

【0038】ベッド面22上に横たわった患者の体腔内にスコープ25を挿抜するとき、スコープ25に設けられた永久磁石26によって発生されるベッド面22に対して垂直な磁界が、ベッド面22に配置されているホール素子21上を横切る。ここで、図示しない形状検出装置によりホール素子21の電流端子23に電流Iを流しておく、永久磁石26の磁界がホール素子21上を横切るとき、ホール素子21に加わる磁界方向と電流方向

とに共に直交する方向にホール電圧が生じる。このホール電圧は、図6に示すように電圧端子24の両端の電圧Vとなり、電圧端子24を通じて測定される。

【0039】形状検出装置は、測定されたホール素子21の電圧変化から、ホール素子21に加わる磁界の強さを算出する。永久磁石26が発生する磁界の強さは一定であるから、算出された磁界の強さからホール素子21と永久磁石26との距離を得ることができる。こうして得られる永久磁石26の位置を追跡することにより、スコープ25の全体形状を推定し、表示装置に挿入形状を示す画像を表示する。

【0040】このように本実施形態によれば、永久磁石により発生する磁界の変化を検出することにより、内視鏡の正確な挿入形状を検出することが可能となる。本実施形態の構成ではスコープ側に設けられるものが永久磁石であるため、駆動系等が必要なく、構成を簡略化できる。

【0041】次に、第3の実施形態を図11ないし図15を参照して説明する。

【0042】第3の実施形態では、図11に示すように、複数のホール素子21がベッド面22にマトリクス状に配置され、図示しない形状検出装置及び表示装置に接続される。そしてベッド面22の下側には、永久磁石30が配設される。

【0043】また、図12に示すように、スコープ25の内部には、平板の磁性体31が設けられる。この磁性体31は、第2の実施形態の永久磁石と同様に、図8ないし図10に示される配設構造を有し、スコープ25がどのような向きにある場合でも、磁性体31の一平面がベッド面22に対して平行な向きとなるように構成されている。

【0044】次に、第3の実施形態による内視鏡形状検出装置の作用について説明する。

【0045】ベッド面22上に横たわった患者の体腔内にスコープ25を挿抜するとき、永久磁石30が発生する磁界によって磁性体31が磁化される。すると図13に示すように、前記のように磁化された磁性体31がベッド面22に配置されたホール素子21上を横切るとき、永久磁石30の磁界が変動する。この磁界変動に応じて、ホール素子21に発生するホール電圧も変動する。

【0046】前記測定されたホール素子21の電圧変化から、形状検出装置により、ホール素子21に加わる磁界の強さを算出することができる。永久磁石30が発生する磁界の強さは一定であるから、算出された磁界の強さからホール素子21と磁性体31との距離を得ることができる。こうして得られる磁性体31の位置を追跡することにより、スコープ25の全体形状を推定し、表示装置に挿入形状を示す画像を表示する。

【0047】このように本実施形態によれば、第2の実

施形態と同様に、永久磁石により発生する磁界の変化を検出することにより、内視鏡の正確な挿入形状を検出することが可能となる。本実施形態の構成ではスコープ側に設けられるものは単なる磁性体であるため、駆動系等が必要なく、構成を簡略かつ安価にできる。また、磁界発生源である永久磁石が外部にあるため、磁界強度を変更することも容易に可能である。

【0048】なお、スコープに設ける磁性体を複数個にしても良い。このとき、図14に示すように、各磁性体31a～31dの間隔に差をつけておくことにより、磁界変動が起こるまでの挿入量から、どの磁性体が磁化しているかを推定できる。この構成を用いれば、ここまでの実施形態において、スコープ25の挿入状態をより詳しく推定できる。また、図15に示すように、各磁性体31e～31gを設ける位置をずらしても良い。こうすることにより、磁界の変動の仕方の違いからどの磁性体が磁化しているかを推定でき、スコープ25の挿入状態をより詳しく推定できる。なお、ホール素子の代わりに磁気抵抗素子を用いても良い。

【0049】次に、第4の実施形態を図16ないし図22を参照して説明する。

【0050】第4の実施形態では、図16に示すように、U字形の磁性体32がベッド面22上に移動可能に配設されている。磁性体32には、図17に示すように、両端部にコイル32a、32bが設けられ、磁性体32を励磁する励磁回路33と、励磁された磁性体32のインダクタンス変化を検出するインダクタンス検出回路34とが接続されている。

【0051】前記U字形の磁性体32は、図16に示すように、その中央部が軸35によって保持されており、この軸35がベッド面22に平行でその長さが可変である可動軸36に連結されている。可動軸36は、ベッド面22に対して垂直な支持軸38に連結され、この支持軸38がベッド側面に配設された固定部材37により保持されている。これらの部材35～38は、駆動回路39に接続され、駆動回路39の駆動制御により変位可能となっている。

【0052】すなわち、図18に示すように、U字形の磁性体32は軸35の回りに回転が可能で、可動軸36はその長さが可変であると同時に、支持軸38の回りに回転可能となっている。また、図19に示すように、固定部材37及び支持軸38は、ベッド側面に沿って滑らかに移動することが可能となっている。

【0053】また、スコープ25の内部には、図12に示した第3の実施形態と同様に、平板の磁性体31が設けられ、スコープ25がどのような向きにある場合でも、磁性体31の一平面がベッド面22に対して平行な向きになるように構成されている。

【0054】また、前記インダクタンス検出回路34は、駆動回路39に接続される。この駆動回路39は磁

磁性体の位置検出機能を備えている。

【0055】次に、第4の実施形態による内視鏡形状検出装置の作用について説明する。

【0056】スコープ25の挿入開始前の初期状態において、U字形の磁性体32は挿入開始点の直上に配置される。挿入開始後、スコープ25内の磁性体31がU字形の磁性体32の真下に位置したとき、励磁回路33によって励磁されているU字形の磁性体32には、誘導される電圧に変化が生じる。この電圧変化は、U字形の磁性体32に設けられたインダクタンス検出回路34によって、インダクタンスの変動として検出される。この検出されたインダクタンスの変動から、磁性体31の微小変動が算出でき、磁性体31の移動位置が推定される。

【0057】こうして推定された磁性体31の推定位置のデータは、駆動回路39にフィードバックされる。駆動回路39は、フィードバックされた推定位置データを基に磁性体31の進退方向を推定し、可動軸36と固定部材37とを調節してU字形の磁性体32を移動させる。そして移動後の位置で、軸35の回りにU字形の磁性体32を微小回転させ、検出されたインダクタンスの変動から磁性体31の実際の進行方向を再び推定する。このように磁性体31の進行方向を追跡することにより、スコープ25の挿入形状を推定する。

【0058】このように本実施形態によれば、移動可能なU字形の磁性体によってスコープ内に設けられた磁性体の位置を追跡することにより、正確に内視鏡の挿入状態を推定できる。

【0059】なお、U字形の磁性体32を動かす際、図20に示されるように、一端を支点として回転させ、コンパスの要領で移動させながらスコープ内に設けられた磁性体31を追跡しても良い。この方法では、スコープの挿入作業がスムーズに進んでいない場合でも、スコープ内の磁性体を見失うことなく追跡できる。

【0060】また、図21に示されるように、U字形の磁性体を32a、32b、32cのように複数設け、スコープ内の磁性体の推定領域を限定して各U字形の磁性体で分担して追跡するようにしても良い。この方法では、それぞれのU字形の磁性体の移動範囲が小さくなるため、U字形の磁性体の駆動回路を簡略化することができる。

【0061】また、図22に示されるように、一つのU字形の磁性体32によってベッド面22上の全領域を走査しても良い。この方法では、スコープ内の磁性体の位置を確実に探査できる。

【0062】次に、第5の実施形態を図23ないし図26を参照して説明する。

【0063】第5の実施形態では、図23に示すように、ベッド面22の周囲を包み込むように三つ一組のコイル40が設けられる。この三つ一組のコイル40は、図24に示すように、その中央が一次コイル40a、両

側が二次コイル40bで構成され、コイルの巻方向は一次と二次とで反対向きになっており、それぞれのコイルが駆動励磁回路41に接続されている。駆動励磁回路41は、一次コイル40aを励磁し、このときに二次コイル40bに誘導される電圧と位相を検出するようになっている。

【0064】また、図25に示されるように、三つ一組のコイル40は固定部材42によって保持固定され、この固定部材42は可動部材43に連結されており、三つ一組のコイル40が固定部材42及び可動部材43を介して駆動励磁回路41に接続されている。この可動部材43により、駆動励磁回路41の駆動制御に基づいて、三つ一組のコイル40及び固定部材42は水平方向と上下方向に微小回転すると共に、ベッド面22全体を走査することが可能になっている。

【0065】一方スコープ25の内部には、図26に示すように、円柱形の磁性体コア44が配設される。

【0066】次に、第5の実施形態による内視鏡形状検出装置の作用について説明する。

【0067】一次コイル40aが駆動励磁回路41により励磁された状態で、スコープ25に内蔵された磁性体コア44が三つ一組のコイル40中に存在すると、二次コイル40bに誘導される起電力と位相が変化する。ここで、一次コイル40aと二次コイル40bとの極性が逆になっているため、二次コイル40bに誘導される起電力は、磁性体コア44の一次コイル40aの中心位置からの変位に応じた大きさになる。また、二次コイル40bの出力電圧の位相は、磁性体コア44が一次コイル40aのどちら側に位置するかによってその符号が反転する。

【0068】こうして二次コイル40bに生じた起電力と位相は、駆動励磁回路41によって検出され、その検出結果より駆動励磁回路41は磁性体コア44の存在位置を推定する。さらに、駆動励磁回路41により可動部材43を通して固定部材42を微小回転することにより、三つ一組のコイル40を微小回転させる。そしてこのときの二次コイル40bにおける起電力と位相の変化を磁性体コア44の推定位置算出手段にフィードバックし、磁性体コア44の方向を推定する。このような処理を繰り返しながら、固定部材42をベッド面22に対して平行に走査させ、磁性体コア44の位置と方向を追跡して、スコープ25の挿入形状を推定する。

【0069】このように本実施形態によれば、三つ一組のコイルにより誘導起電力を検出することにより、周辺ノイズ等の影響を受けることなく正確な挿入形状の推定が可能となる。

【0070】なお、磁性体コア44を第3の実施形態の図14または図15で示したような構成でスコープ25内に複数設けても良い。こうすることで、三つ一組のコイルを微小回転させるための駆動回路を省略できる。ま

た、三つ一組のコイルを複数設けるようにしても良い。こうすることで、三つ一組のコイルをベッド面22に沿って走査させるための駆動回路を省略できる。

【0071】次に、第6の実施形態を図27ないし図30を参照して説明する。

【0072】第6の実施形態では、図27に示すように、電磁石46が設けられ、この電磁石46には交流電流で励磁する交流励磁回路47が接続されている。電磁石46は、ここでは図示しないが、第4の実施形態の図16で示したような磁性体の保持駆動手段と同様の構成により、ベッド面22上に保持される。

【0073】一方スコープ25の内部には、図28に示すように、球形の空間48が設けられ、この空間48の内部に球形の磁性体49が収納されている。空間48の回りには、図29に示すように、複数の接触センサ50が配設されている。各接触センサ50からは信号線51が延出され、外部の図示しない接触検出回路に接続される。この接触検出回路は、磁性体49と接触している接触センサ50がどれであるかを識別し、磁性体49が空間48の壁面上のどの位置にあるかを検出するようになっている。

【0074】次に、第6の実施形態による内視鏡形状検出装置の作用について説明する。

【0075】スコープ25の体腔内への挿抜に伴い、電磁石46を交流励磁回路47によって交流励磁する。ここで交流により励磁された電磁石46下をスコープ25内の磁性体49が通過すると、電磁石46の磁力によって磁性体49が引きつけられる。

【0076】交流電磁石の場合、図30に示されるように、磁力により引きつける力 F と磁性体49にかかる重力 mg との間に平衡点が存在する。この平衡点では、磁性体49がいずれの接触センサ50にも接触せず、接触センサ50において接触が検出されなくなる。よって、交流励磁回路47の励磁電流を調節することでこの平衡点を探し出す。平衡点が見つかったら、このときの引きつける力の値を以前に測定された引きつける力と磁性体にかかる重力の関係にフィードバックし、以前の平衡点との距離より電磁石46から磁性体49までの距離 Z を推定する。

【0077】そして、このような平衡点の位置を逐次追跡することに加え、電磁石46を励磁しない場合に磁性体49がどの接触センサ50と接触しているかの位置情報からスコープ25の傾きの情報を得て、スコープ25の挿入形状を検出する。

【0078】このように本実施形態によれば、移動可能な電磁石によってスコープ内に設けられた磁性体の位置を追跡すると共に、スコープの傾き情報を加えて形状を推定できるため、内視鏡の挿入形状をより正確に推定することが可能となる。

【0079】次に、第7の実施形態を図31及び図32

を参照して説明する。

【0080】第7の実施形態では、図31に示すように、ベッド面22上に超伝導を利用した磁束計52を格納するための格納部材53が設けられる。この格納部材53は、保持部材54によって保持されている。

【0081】磁束計52は、図32に示すように、磁束の勾配を検出するピックアップコイル55、ピックアップコイル55によって検出された磁束を伝達する伝達コイル56、検出された磁界を量子化する超伝導リング57、量子化された磁界を受けとる受信回路58、受信された磁界の出力を検出する出力検出回路59を有して構成される。

【0082】図32において、破線で囲まれたブロックは超伝導が起こる温度まで冷却しておく必要がある。よって、磁束計52を格納する格納部材53は、このような低温にも耐えうる材質により構成され、低温部分と常温部分とを分離できるような構造となっている。

【0083】また図示しないが、スコープ25内には、前述の実施形態と同様に、コイルや永久磁石といった磁界発生源が設けられる。

【0084】次に、第6の実施形態による内視鏡形状検出装置の作用について説明する。

【0085】スコープ25に設けられた磁界発生源が作り出す磁界が磁束計52のピックアップコイル55を貫くと、貫いた磁束の差分に相当する電流が発生する。この電流は、伝達コイル56に磁界を発生させる。伝達コイル56で発生した磁界は、超伝導リング57によって量子化され、量子化された磁束が受信回路58に伝えられて受信される。受信回路58が受信した磁束は、ある最小単位を周期とした電圧変動として出力検出回路59により検出される。

【0086】こうして得られる電圧変動の振幅と周期変動の様子は、磁束の勾配に一意的に対応するので、出力検出回路59で検出された値を基にピックアップコイル55が存在する位置に作られている磁場の強さとその勾配を得ることができる。そして、この得られた磁場の強さとその勾配から、ピックアップコイル55から磁界発生源までの距離とその方向を推定する。

【0087】このように本実施形態によれば、磁束の勾配を量子化して検出することができるため、磁界発生源までの距離により減衰することなく高感度の磁界測定が可能であり、正確に内視鏡の挿入状態を推定できる。

【0088】ところで、従来の内視鏡形状検出装置では、検出した内視鏡形状と、体外に設けた基準マーカー位置やX線で撮像した透過画像などを重畳表示することで、術者が体腔内での内視鏡の概略位置を推定できるようになっている。しかしこの場合、内視鏡の位置がわかるのみであり、内視鏡が挿入されている臓器が何であるかを正確に知ることはできない。

【0089】そこで、体腔内の内視鏡挿入形状の検出に

加え、内視鏡が挿入されている臓器を正確に知ることが可能な装置の構成例を以下に示す。

【0090】図33ないし図36は内視鏡が挿入されている臓器を検出可能な装置の第1の構成例を示したものである。

【0091】図33に示すように、内視鏡システム101は、内視鏡106を用いて検査等を行う内視鏡装置102と、この内視鏡装置102と共に使用され、内視鏡106の挿入部107内の各位置を検出することにより、検出された各位置から挿入部107の形状を推定し、さらに推定された形状に対応するモデル化された内視鏡の挿入部形状の画像を表示する内視鏡形状検出装置103と、内視鏡先端部から得られる生体情報により、内視鏡先端が挿入されている臓器を判断する挿入臓器判定装置140と、を有して構成される。

【0092】内視鏡検査用のベッド104には、被検体としての患者105が載置され、この患者105の体腔内に、内視鏡106の挿入部107が挿入される。

【0093】この内視鏡106は、細長で可撓性を有する挿入部107と、その後端に形成された太幅の操作部108と、この操作部108の側部から延出されたユニバーサルケーブル109とを有し、このユニバーサルケーブル109の末端のコネクタ109Aはビデオプロセッサ111に接続自在で接続できる。

【0094】挿入部107には図示しないライトガイドが挿通され、このライトガイドはさらに操作部108から延出されたユニバーサルケーブル109内を挿通され、末端のコネクタ109Aに至る。そして、このコネクタ109Aの端面には、ビデオプロセッサ111に内蔵された図示しない光源部のランプから照明光が供給され、このライトガイドによって照明光が伝送され、挿入部107の先端部の（照明光出射手段を形成する）照明窓に取り付けられた照明レンズ137から伝送した照明光を前方に出射する。

【0095】この照明窓から出射された照明光により照明され体腔内の内壁或は患部等の被写体は、先端部の照明窓に隣接して形成された観察窓に取り付けた対物レンズ138によってその焦点面に配置された固体撮像素子としてのCCDに像を結ぶ。

【0096】このCCDは、ビデオプロセッサ111に内蔵された図示しない信号処理部内のCCDドライブ回路から出力されるCCDドライブ信号が印加されることにより、（CCDで）光電変換された画像信号が読み出される。この画像信号は、挿入部107内等を挿通された信号線を経て信号処理部で信号処理されて標準的な映像信号に変換され、カラーモニタ112に出力される。カラーモニタ112は、対物レンズでCCDの光電変換面に結像した内視鏡像をカラー表示する。

【0097】また、操作部108には湾曲操作ノブが設けてあり、このノブを回転する操作を行うことにより挿

入部107の先端付近に形成した湾曲自在の湾曲部を湾曲できるようにしている。これにより、屈曲した体腔内経路にもその屈曲に沿うように挿入部107の先端側を湾曲させることによりスムーズに挿入できるようになっている。

【0098】挿入部107先端の側面には、生体情報を検知するためのセンサが集積化されて構成された生体情報センサユニット139が設けられている。この生体情報センサユニット139に設けられる集積化されたセンサとして、半導体歪ゲージからなる圧力センサ、ガラス電極やISFETからなるpHセンサ、pHセンサの感応電極上に特定イオン透過膜を付着させたイオンセンサ、サーミスタや熱電対からなる温度センサを有している。

【0099】この生体情報センサユニット139の検出信号は、挿入部107内等を挿通されユニバーサルケーブル109から分岐したセンサ信号線141を経て、挿入臓器判定装置140に入力される。

【0100】挿入臓器判定装置140の機能構成ブロックを図34に示す。挿入臓器判定装置140は、入力部に圧力センサ信号処理部142、pHセンサ信号処理部143、イオンセンサ信号処理部144、温度センサ信号処理部145を有している。これらの信号処理部142～145には、生体情報センサユニット139内のそれぞれのセンサで検出された信号が入力され、その検出値が求められる。求められた各検出値は比較判定部147に送られ、ここであらかじめ各臓器ごとに測定された臓器生体データが格納されている臓器生体データ記憶部146からのデータと比較され、検出値がどの臓器のものであるかが判定される。

【0101】臓器生体データは臓器毎に異なっているため、各センサで得られた検出値により臓器の特定が可能である。判定された臓器名は、モニタ信号生成部148により画像信号に変換されて内視鏡形状検出装置103のモニタ123に出力され、内視鏡が挿入されている臓器名がモニタ123に表示される。

【0102】また、この内視鏡106には挿入部107内に中空のチャンネル113が形成されており、このチャンネル113の基端の挿入口113aから鉗子等の処置具を挿通することにより、処置具の先端側を挿入部107の先端面のチャンネル出口113bから突出させて患部等に対して生検とか治療処置等を行うことができる。

【0103】また、このチャンネル113に（体腔内に挿入された挿入部107の）位置及び形状検出のためのプローブ115を挿通し、このプローブ115の先端側をチャンネル113内の所定の位置に設定することができる。

【0104】図35に示すように、このプローブ115には磁界を発生する磁界発生素子としての複数のソース

コイル116a, 116b…(符号116iで代表する)が、絶縁性で可撓性を有する円形断面のチューブ119内に例えば一定間隔dとなる状態で、可撓性の支持部材120とチューブ119内壁に絶縁性の接着剤で固定されている。

【0105】各ソースコイル116iは、例えば絶縁性で硬質の円柱状のコア110に絶縁被覆された導線が巻回されたソレノイド状コイルで構成され、各ソースコイル116iの一端に接続されたリード線は共通にされて支持部材120内を挿通され、他端のリード線117はチューブ119内を手元側まで挿通されている。また、チューブ119内には絶縁性の充填部材が充填され、チューブ119が屈曲されてもチューブ119がつぶれないようにしている。また、チューブ119が屈曲されて変形した場合でも、各ソースコイル116iは、硬質のコア110に導線が巻回して、接着剤で固定されているので、ソースコイル116i自身はその形状が変形しない構造にしてあり、磁界発生機能はチューブ119が変形した場合でも不変となるようにしている。

【0106】各ソースコイル116iの位置は、内視鏡106の挿入部107内の既知の位置に設定されており、各ソースコイル116iの位置を検出することにより、内視鏡106の挿入部107の離散的な位置(より厳密には各ソースコイル116iの位置)が検出できるようにしている。

【0107】これらの散離的な位置を検出することにより、それらの間の位置もほぼ推定でき、従って散離的な位置の検出により、体腔内に挿入された内視鏡106の挿入部107の概略の形状を求めることが可能になる。

【0108】各ソースコイル116iに接続されたリード線117は、プローブ115の後端に設けた、或はプローブ115の後端から延出されたケーブルの後端に設けたコネクタ118に接続され、このコネクタ118は内視鏡形状検出装置本体121のコネクタ受けに接続される。そして、後述するように各ソースコイル116iには駆動信号が印加され、位置検出に利用される磁界を発生する。

【0109】また、図33に示すように、ベッド104の既知の位置、例えば3つの隅にはそれぞれ磁界を検出する磁界検出素子としての3軸センスコイル122a, 122b, 122c(符号122jで代表する)が取り付けられてあり、これらの3軸センスコイル122jはベッド104から延出されたケーブル129を介して形状検出装置本体121に接続される。

【0110】3軸センスコイル122jは、図35に示すように、それぞれのコイル面が直交するように3方向にコイル122X, 122Y, 122Zがそれぞれ巻回され、各コイルはそのコイル面に直交する軸方向成分の磁界の強度に比例した信号を検出する。

【0111】前記形状検出装置本体121は、3軸セン

スコイル122jの出力に基づいて各ソースコイル116iの位置を検出して、患者105内に挿入された内視鏡106の挿入部107の形状を推定し、推定した形状に対応したコンピュータグラフィック画像をモニタ123に表示する。

【0112】内視鏡形状検出装置103は磁気を利用しているので、磁気に対して透明でない金属が存在すると鉄損などにより、影響を受けてしまい、磁界発生用のソースコイル116iと検出用の3軸センスコイル122jの間の相互インダクタンスに影響を与える。一般に、相互インダクタンスを $R+jX$ で表すと、(磁気に対して透明でない金属は)この R, X 両者に影響を及ぼすことになる。

【0113】この場合、微少磁界の検出で一般に用いられている直交検波で測定される信号の、振幅、位相が変化することになる。そのため、精度よく信号を検出するためには、発生する磁界に影響を与えない環境を設定することが望ましい。

【0114】これを実現するためには、磁氣的に透明な材料(換言すると磁界に影響を及ぼさない材料)でベッド104を構成すればよい。この磁氣的に透明な材料としては、例えば、デルリン等の樹脂、FRP、木材、非磁性材金属であればよい。

【0115】実際にはソースコイル116iの位置検出には交流磁界を用いるため、駆動信号の周波数において磁氣的に影響のない材料で形成しても良い。

【0116】そこで、本構成例の内視鏡形状検出装置103とともに使用する内視鏡検査用ベッド104は、少なくとも、発生する磁界の周波数において磁氣的に透明な非磁性材で構成されている。

【0117】図36に内視鏡形状検出装置103の概略構成を示す。内視鏡106のチャンネル113内に設定されたプローブ115内のソースコイル116iにソースコイル駆動部124からの駆動信号が供給され、この駆動信号が印加されたソースコイル116i周辺に磁界が発生する。

【0118】このソースコイル駆動部124は、磁界発生用発振部125から供給される交流信号を増幅して、必要な磁界を発生するための駆動信号を出力する。磁界発生用発振部125の交流信号は、ベッド104に設けられた3軸センスコイル122jで検出される微少な磁界を検出するための相互インダクタンス検出部126に参照信号として送出される。

【0119】3軸センスコイル122jで検出される微少な磁界検出信号は、センスコイル出力増幅器127で増幅された後、相互インダクタンス検出部126に入力される。相互インダクタンス検出部126では、参照信号を基準として、増幅、直交検波(同期検波)を行い、コイル間の相互インダクタンスに関連した信号を得る。

【0120】本構成では、複数のソースコイル116i

が存在するので、各ソースコイル116iに接続されたリード線へ駆動信号を順次供給するように切り換える切り換え手段となるソースコイル駆動電流分配器128がソースコイル駆動部124とソースコイル116iの間に設けられる。

【0121】前記相互インダクタンス検出部126で得られた信号は、形状算出部130を構成するソースコイル位置検出部(又は位置推定部)131に入力される。ソースコイル位置検出部131は、入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換して位置検出の計算或は位置推定の演算を行い、各ソースコイル116iに対して推定された位置情報を得る。

【0122】この位置情報は、形状画像生成部132に送られ、形状画像生成部132は得られた離散的な各位置情報から間を補間する補間処理等のグラフィック処理を行って内視鏡106の挿入部107の形状を推定し、推定された形状に対応する画像を生成して、モニタ信号生成部133に送る。

【0123】モニタ信号生成部133は、形状に対応する画像を表すRGB或はNTSC或はPAL方式等の映像信号を生成し、モニタ123に出力し、モニタ123の表示面に内視鏡106の挿入部形状に対応する画像を表示する。

【0124】なお、ソースコイル位置検出部31は、1つの位置検出の計算を終了した後に、ソースコイル駆動電流分配器128に切り換えの信号を送り、次のソースコイル116iに駆動電流を供給してその位置検出の計算を行う。または、各位置検出の計算を終了する前に、ソースコイル駆動電流分配器128に切り換えの信号を送り、3軸センスコイル122jで検出した信号をメモリに順次記憶させるようにしても良い。

【0125】また、システム制御部134が設けられ、このシステム制御部134は、CPU等で構成され、ソースコイル位置検出部131、形状画像生成部132、モニタ信号生成部133の動作等を制御する。また、このシステム制御部134には操作部135が接続される。この操作部135は、図示しないキーボード及びマウス等で構成され、これらを操作することにより、内視鏡形状の描画モデルの選択とか、モニタ123に表示される内視鏡形状を選択された視野方向に対する画像で表示させる指示を行うこともできる。

【0126】なお、内視鏡106の挿入部107先端の側面に配設する生体情報センサユニット139は、計測の精度を上げるために異なった側面に複数個設けても良い。

【0127】また、生体情報センサユニット139を構成するセンサとしては、上記の構成例で挙げたものに限定されず、臓器毎に異なった値をとる生体情報量、例えば組織分光特性や酸素分圧等を検出するセンサを用いても良い。

【0128】本例によれば、内視鏡の体腔内での挿入形状を検出表示する内視鏡形状検出装置において、内視鏡先端に設けられた生体情報センサユニットにより検出した生体情報に基づいて、内視鏡の挿入臓器を判定する挿入臓器判定装置を組み込んだことにより、術者は体腔内での内視鏡の形状と、その挿入されている正確な臓器とを併わせて知ることができ、従来は推定で行っていた観察部位の同定をより正確に行うことができる。

【0129】次に、内視鏡が挿入されている臓器を検出可能な装置の第2の構成例を図37に示す。

【0130】本例では、内視鏡106の挿入部107に設けられた中空のチャンネル113内に挿通されているプローブ115の先端部に、生体情報センサユニット139が設けられている。生体情報センサユニット139の検出信号は、プローブ115内を挿通されチャンネル挿入口113aの更に手元側でプローブ115から分岐したセンサ信号線141を経て、挿入臓器判定装置140に入力されるようになっている。

【0131】その他の部分の構成及び作用は前述した第1の構成例と同様である。

【0132】本例によれば、内視鏡の形状を検出するためのプローブに、生体情報を検出するセンサユニットを組み込んだことにより、センサを配設した専用の内視鏡を使わずに、一般的な内視鏡を使用して、内視鏡の形状検出と挿入臓器の特定を行うことが可能となる。

【0133】ところで、内視鏡形状検出装置としては、外部からの電磁波を内視鏡挿入部内で受信して位置を検出するものとか、挿入部に設けた受信用空中線に対し外部に設けた送信用空中線を走査して挿入部の挿入状態を検出するもの、またこれらとは逆に、内視鏡挿入部内に発信手段を設けここから発信された電磁波や磁界等を体外で受信を行うことにより挿入部の挿入状態を検出するものなどがある。

【0134】これらの内視鏡挿入部内に設けられる受信素子または発信素子は、内視鏡全長にわたって延設されているリード線によって挿入状態検出装置と電気的に接続される。この素子とリード線との接続は、従来のものでは、素子から延出している銅線とリード線自身とを銅線同士半田付けすることにより通常行われている。

【0135】しかし、内視鏡を患者の体腔内等に挿入する場合には、挿入部に対して湾曲、ねじり等の動作が行われるため、受信部、発信部、リード線及びこれらの接続部分に、押し引きの力が加わったり、内蔵されている光ファイバや鉗子チャンネル等が動いて干渉が生じたり、振動が加わったりすることがあり、従来のように、位置検出用の受信部や発信部とリード線との接続を銅線同士の半田付けで行っている場合は、その半田付け部分近傍において銅線が破断するおそれがあった。

【0136】また、この受信部または発信部を内視鏡挿入部内に設ける際の半田付けの作業は、細い銅線同士を

接続することになるため、非常に作業性が悪く、作業が困難であるという問題点があった。

【0137】そこで、内視鏡挿入部内に設けられる受信部または発信部とリード線との接続部分の機械的強度を向上させ、信号線の破断を防ぐと共に、配線時の作業性を良好にすることが可能な構成例を以下に示す。

【0138】図38及び図39は内視鏡挿入部内に設けられる位置検出用の受信部または発信部に係る第1の構成例を示したものである。

【0139】内視鏡挿入部201内には、内視鏡形状検出のための磁界検出用の受信部または磁界発生用の発信部として、コイル202が設けられている。このコイル202は、円筒状の単芯ソレノイド形状のもので構成されている。コイル202は、内視鏡挿入部201に設けられたコイルチューブ203内に挿通されて保持されており、コイル202より延出したリード線204が内視鏡挿入部の手元側まで挿通され、図示しない内視鏡形状検出装置に電氣的に接続されている。

【0140】コイル202とリード線204との接続状態を図39に示す。コイル202は、コア材205の周囲に銅線206を所望の巻数だけ巻回して形成されており、コア材205には、配線パターン207が印刷されたフィルム基板208が接続されている。このフィルム基板208上の配線パターン207とコア材205の周囲に巻かれた銅線206とは電氣的に接続されており、配線パターン207の端部には半田付けしろ209が設けられている。そして、半田付けしろ209においてリード線204が半田付けされており、銅線206とリード線204とが電氣的に導通している。

【0141】このように本構成例では、銅線206とリード線204との接続は、ある程度の強度をもったフィルム基板上において半田付けにより行われているため、銅線同士の半田付けに比べ接続部の強度が高くなっている。また、コイル202の内視鏡挿入部内への組み込みの作業の際、コイルの銅線206とリード線204との接続には、フィルム基板208上の半田付けしろ209が利用できるため、半田ごとの可動範囲が広く、銅線同士の半田付けに比べ、非常に作業性が良好である。

【0142】比較のために、従来の銅線同士を接続した配線例を図40に示す。この従来例のように、コイル210の銅線211とリード線212との細い銅線同士を半田で接続するものでは、押し引きなどによる外力は半田付けによる接続部213の前後に集中することになる。また、振動により接続部213が自身の重みで上下動することも考えられ、これらの応力によって接続部213近傍の銅線211及びリード線212が金属疲労により破断しやすくなるという不具合があった。

【0143】本例によれば、内視鏡形状検出のための磁界検出用の受信部または磁界発生用の発信部より配線パターンを有する柔軟なフィルム基板を延出させ、内視鏡

形状検出装置への信号伝達用のリード線との接続をこのフィルム基板上において行う構成とすることによって、受信部または発信部とリード線との接続部の機械的強度を向上させることができ、リード線の破断のおそれを防止することができると共に、配線時の作業性を向上させることができる。

【0144】次に、内視鏡挿入部内に設けられる位置検出用の受信部または発信部に係る第2の構成例を図41及び図42に示す。

【0145】第2の構成例は、位置検出用の受信部または発信部を、コイルではなくリードパターンが印刷されたフィルム基板上にホール素子を設けて構成したものである。図41はフィルム基板を展開した状態を、図42は図41のフィルム基板を立方体状に形成した状態をそれぞれ示している。なお、ホール素子の代わりに磁気抵抗素子を用いても良い。

【0146】フィルム基板220は、立方体の6面を展開した形状をなしており、各面に対応する位置のうち隣接する3面にホール素子221が設けられている。また図示しないが、フィルム基板220にはホール素子221と電氣的に導通しているリードパターンが印刷されて形成されており、第1の構成例と同様に、このフィルム基板220のリードパターン上において半田付けによってリード線と接続されるようになっている。

【0147】このフィルム基板220を折り曲げ、図42に示すように立方体の形状に組立てることにより、3軸方向の磁気検出を行うことができる受信部または発信部が形成される。

【0148】本例のようにコイルの代わりにホール素子により構成した受信部または発信部においても、第1の構成例と同様に、リード線との接続部の機械的強度を向上させることができると共に、配線時の作業性を向上させることができる。なお、ホール素子を複数個設けているため、リード線の半田付けの箇所が増えることになるが、作業性が良いので、組立、製造が容易である。

【0149】また、第3の構成例として、第2の構成例のような1枚のフィルム基板で受信部または発信部を構成するものを変更して、図43及び図44に示すように、複数（ここでは2枚）のフィルム基板225a、225bにより受信部または発信部を構成することもできる。

【0150】フィルム基板225a、225bにはそれぞれホール素子221が設けられており、これらのフィルム基板を図44のように組み合わせて立方体状に形成することにより、3軸方向の磁気検出を行うことができる受信部または発信部が構成される。

【0151】このような構成においても、第2の構成例と同様の作用、効果が得られる。

【0152】以上説明した内視鏡挿入部内に設けられる位置検出用の受信部または発信部の構成例によれば、内

視鏡挿入形状検出装置において、位置検出用の受信部または発信部とリード線との接続部分の機械的強度が強く、かつ、製造が容易な構造を提供できる。

【0153】次に、内視鏡の挿入形状を検出する装置において、磁界の検出によらない他の手段として、体組織の温度を計測する手段を用いた構成例を以下に示す。

【0154】図45は体組織の温度計測手段を用いた内視鏡形状検出装置の第1の構成例を示したものである。

【0155】スコープ250の側面表面には温度センサ251が設けられる。この温度センサ251からは、2本の導線252が延出され、スコープ250の基端部まで挿通されている。そして、この導線252を介して、温度センサ251が外部に設けられた起電力測定回路253に接続されている。

【0156】スコープ250を体腔内に挿抜する際、その表面が体組織に接触する。このとき、スコープ250の表面に設けられた温度センサ251も体組織に接触する。すると、温度センサ251は、体組織の温度に応じてその温度が変化し、この温度の変化に伴い、温度センサ251の抵抗値が変化する。この温度センサ251の抵抗値の変化は、温度センサ251に接続されている導線252の間に発生する起電力を変化させる。この起電力の変化を起電力測定回路253で測定することにより、温度センサ251に接触した体組織の温度を計測できる。なお、温度センサは、熱伝導率の高い材質で覆っても良い。

【0157】こうして得られた体組織の温度は、図示しない外部の内視鏡形状検出装置により、事前に測定された体組織別の温度分布データと比較される。比較の結果、挿入状態にある温度センサ251の周辺の体組織の種類を認知することができ、スコープ250がどこまで挿入されているかの情報を得ることができる。さらに、検出された実際のスコープ挿入量から、挿入状態にあるスコープ250全体の形状を推定する。

【0158】本例によれば、スコープに温度センサを設ける、という細工をスコープに施すだけで、挿入状態にあるスコープの形状を推定できる。なお、図45では温度センサを1個しか示していないが、複数個設けることでより正確なスコープの挿入状態を推定できる。

【0159】さらに、図46に示すように、温度センサ255をスコープ250の表面より突出可能に構成すれば、温度センサ255を意図的に体組織256に接触させ、より正確な温度を測定することが可能になる。

【0160】また、図47ないし図49に体組織の温度計測手段を用いた内視鏡形状検出装置の第2の構成例を示す。

【0161】本例では、スコープ260の側面表面に焦電効果形の光センサ261が設けられている。この光センサ261からは、2本の導線262が延出され、スコープ260の基端部まで挿通されている。そして、この

導線262を介して、光センサ261が外部に設けられた検流回路263に接続されている。

【0162】光センサ261は、図48に示すように、自発分極を伴う誘電体264の両側を電極265a、265bで挟み、さらにスコープ260の表面側に当たる電極265aの外側を赤外線の熱エネルギー吸収体266で覆った構造となっている。そして2枚の電極265a、265bから導線262が延出され、検流回路263に電気的に接続される。

【0163】万物は、その温度に対応した赤外線を放射している。すなわち、体腔内に挿抜されるスコープ260には、スコープ260周辺の体組織から、体組織の温度に対応した赤外線が放射されている。

【0164】スコープ260に設けられた光センサ261における赤外線の熱エネルギー吸収体266は、前記のように体組織から放出される赤外線の熱エネルギーを吸収する。熱エネルギー吸収体266により吸収された熱エネルギーは、誘電体264の温度をそのエネルギー相当分だけ変化させる。この温度変化により、誘電体264の自発分極分布が変化する。

【0165】この誘電体264における自発分極分布の変化は、図49に示すように、電極265a、265bの表面の電荷量の違いとなって現れる。電極265a、265bの表面電荷量の変化は、導線262を介して検流回路263によって計測される。この電極の表面電荷量の変化を測定することにより、光センサ261の周囲から赤外線を放出している体組織の温度を検出できる。

【0166】こうして得られた体組織の温度は、図示しない外部の内視鏡形状検出装置により、事前に測定された体組織別の温度分布データと比較される。比較の結果、挿入状態にある光センサ261の周辺の体組織の種類を認知することができ、スコープ260がどこまで挿入されているかの情報を得ることができる。さらに、検出された実際のスコープ挿入量から、挿入状態にあるスコープ260全体の形状を推定する。

【0167】本例によれば、図45に示した第1の構成例と比べて、スコープ表面が体組織に直接接触しなくとも測温可能であるため、スコープの動きを逐次追跡することができる。これらスコープ本体情報により得られた挿入位置をモニタ画面上に組織名として表示するようにしても良い。なお、図47では光センサを1個しか示していないが、複数個設けることでより正確なスコープの挿入状態を推定できる。

【0168】〔付記〕

(1) 内視鏡の挿入部内部に設けられ、一定磁界を発生する磁界発生コイルと磁界を受信する磁界受信コイルとを同一のコア上に配設した検査コイルと、前記磁界発生コイルに高周波信号を供給する検査コイル駆動手段と、前記磁界発生コイルが発生する一定磁界と干渉させて前記一定磁界を増減させる干渉磁界を発生する干渉コ

イルと、前記干渉コイルに高周波信号を供給する干渉コイル駆動手段と、前記磁界受信コイルで受信した受信信号の所定周波数成分を直流信号に変換する磁界検出手段と、前記磁界検出手段が出力する磁界データを処理し、前記検査コイルの位置情報を得て、内視鏡の挿入形状に関する画像信号を生成する信号処理手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0169】(2) 前記検査コイルは、内視鏡の挿入部内に一列状に配設され、前記干渉コイルは、被検体を載置するベッドにマトリクス状に配設される付記1に記載の内視鏡形状検出装置。

【0170】(3) 前記信号処理手段は、前記磁界検出手段が出力する磁界データに基づき、前記検査コイルの前記干渉コイル配設面上における位置と、前記検査コイルと干渉コイルとの距離とを求めて、前記検査コイルの位置情報を得ることを特徴とする付記1に記載の内視鏡形状検出装置。

【0171】(4) 内視鏡の挿入部内部に設けられる永久磁石と、前記永久磁石による磁界に対して略垂直に設けられるホール素子と、前記ホール素子の出力電圧を基に、前記永久磁石を配設した内視鏡の挿入部の位置を検出する挿入位置検出手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0172】(5) 内視鏡の挿入部内部に設けられる平板の磁性体と、前記磁性体に対して略平行に設けられるホール素子と、前記ホール素子に近接して略平行に設けられる永久磁石と、前記ホール素子の出力電圧を基に、前記永久磁石を配設した内視鏡の挿入部の位置を検出する挿入位置検出手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0173】(6) 内視鏡の挿入部内部に設けられる平板の磁性体と、前記内視鏡の検査領域内を移動可能に設けられ、両端に励磁用コイルと検出用コイルとを設けたU字状の磁性体と、前記励磁用コイルに駆動信号を供給する励磁手段と、前記検出用コイルのインダクタンスの変化を検出するインダクタンス検出手段と、前記検出されたインダクタンスの変化に基づき、前記平板の磁性体の位置を推定する位置推定手段と、前記U字状の磁性体を移動させて前記平板の磁性体の位置を追跡する磁性体駆動手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0174】(7) 内視鏡の挿入部内部に設けられる円柱状の磁性体と、前記円柱状の磁性体の移動領域を囲むように設けられ、両端と中央とで互いに反対方向に巻回された三つ一組のコイルと、前記三つ一組のコイルのうち両端または中央のいずれか一方を励磁する励磁手段と、前記三つ一組のコイルのうちの他方に誘導される起電力及び位相を検出する誘導起電力検出手段と、前記検出された起電力及び位相に基づき、前記円柱状の磁性体の位置を推定する位置推定手段と、前記三つ一組のコイ

ルを微小回転させると共に長手方向に移動させて前記円柱状の磁性体の位置を追跡するコイル駆動手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0175】(8) 内視鏡の挿入部内部に球形の空間内を移動可能に設けられる球状の磁性体と、前記内視鏡の検査領域内を移動可能に設けられ、磁界を発生する電磁石と、前記電磁石を交流励磁する励磁手段と、前記球状の磁性体と前記球形空間壁面との接触を検出する接触検出手段と、前記接触検出手段の検出結果に基づき、前記励磁手段の出力を調整して前記電磁石の磁界による引張力と前記球状の磁性体の重力との平衡点を求めることにより前記球状の磁性体の位置を推定する位置推定手段と、前記電磁石を移動させて前記球状の磁性体の位置を追跡する電磁石駆動手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0176】(9) 内視鏡の挿入部内部に設けられる磁界発生手段と、超伝導を利用して前記磁界発生手段からの磁束の勾配を検出する磁束計測手段と、前記検出された磁場の強度及びその勾配に基づき、前記磁界発生手段の位置を推定する位置推定手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0177】(10) 内視鏡の挿入部に磁界発生手段または磁界検出手段のいずれか一方を設け、磁界を検出することによって前記内視鏡挿入部の挿入形状を検出する内視鏡形状検出装置において、前記内視鏡挿入部の先端近傍における少なくとも一つの生体情報を検出する生体情報検出手段と、前記検出された生体情報に基づき、内視鏡が挿入されている臓器を判定する臓器判定手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0178】(11) 前記生体情報検出手段は、前記内視鏡挿入部の先端に配設される付記10に記載の内視鏡形状検出装置。

【0179】(12) 前記生体情報検出手段は、前記内視鏡挿入部内を挿通される内視鏡形状検出用プローブの先端に配設される付記10に記載の内視鏡形状検出装置。

【0180】(13) 前記生体情報検出手段は、圧力検出手段、pH検出手段、イオン検出手段、温度検出手段、組織分光検出手段、酸素分圧検出手段、を任意に組み合わせ集積化したものからなる付記10に記載の内視鏡形状検出装置。

【0181】(14) 高周波信号を受けて電磁波を放出する磁界発生手段と、前記電磁波を受信しその受信電磁波の磁界情報を検出する磁界検出手段と、前記磁界検出手段が検出した検出信号を基に、前記内視鏡の位置を求め、挿入部の挿入状態を検出する挿入状態検出手段と、前記磁界検出手段により検出された検出信号を前記挿入状態検出手段へ伝達するか、あるいは前記磁界発生手段へ供給する高周波信号を伝達するか、いずれか一方を伝達するための伝達手段とを備え、前記磁界検出手段

または磁界発生手段のいずれか一方と前記伝達手段とが前記内視鏡の挿入部に設けられているとともに、前記内視鏡の挿入部に設けられた磁界検出手段または磁界発生手段より電氣的に導通した配線パターンを有するフィルム基板が延出しており、このフィルム基板上において前記磁界検出手段または磁界発生手段と前記伝達手段との電氣的接続が半田付けによってなされることを特徴とする内視鏡形状検出装置。

【0182】(15) 前記フィルム基板には、半田付しろを有する配線パターンが印刷されていることを特徴とする付記14に記載の内視鏡形状検出装置。

【0183】(16) 前記磁界検出手段または磁界発生手段は、前記フィルム基板上に設けられたホール素子により構成されることを特徴とする付記14に記載の内視鏡形状検出装置。

【0184】(17) 前記磁界検出手段または磁界発生手段は、前記フィルム基板上に設けられた磁気抵抗素子により構成されることを特徴とする付記14に記載の内視鏡形状検出装置。

【0185】(18) 前記磁界検出手段または磁界発生手段は、1枚のフィルム基板により構成される付記16または17に記載の内視鏡形状検出装置。

【0186】(19) 前記フィルム基板は、立方体を展開した形状をなすことを特徴とする付記18に記載の内視鏡形状検出装置。

【0187】(20) 前記磁界検出手段または磁界発生手段は、複数のフィルム基板により構成される付記16または17に記載の内視鏡形状検出装置。

【0188】(21) 前記複数のフィルム基板は、組み合わせにより立方体状に形成されることを特徴とする付記20に記載の内視鏡形状検出装置。

【0189】(22) 前記ホール素子は複数設けられ、各素子の磁界検出方向または磁界発生方向がそれぞれ異なるように配置されていることを特徴とする付記16に記載の内視鏡形状検出装置。

【0190】(23) 前記ホール素子の個数は1～3個であることを特徴とする付記16に記載の内視鏡形状検出装置。

【0191】(24) 前記磁気抵抗素子は複数設けられ、各素子の磁界検出方向または磁界発生方向がそれぞれ異なるように配置されていることを特徴とする付記17に記載の内視鏡形状検出装置。

【0192】(25) 前記磁気抵抗素子の個数は1～3個であることを特徴とする付記17に記載の内視鏡形状検出装置。

【0193】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、内視鏡挿入部の材質構造や挿入形状に影響されことなく、正確に挿入部の挿入位置及び挿入形状を検出することが可能となる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡形状検出装置の全体構成を示す構成説明図

【図2】検査コイル及び干渉コイル周辺の構成を示すブロック図

【図3】各コイルにおける磁界データと検査空間との関係を示す特性図

【図4】各コイルにより検出された磁界データの一例を示す特性図

【図5】本発明の第2の実施形態に係るベッド面に設けたホール素子を示す斜視図

【図6】ホール素子を拡大して示した説明図

【図7】スコープの内部に設けられる永久磁石を示す斜視図

【図8】永久磁石の配設構造を示す斜視図

【図9】スコープが斜めになった場合の永久磁石とベッド面の位置関係を示す説明図

【図10】スコープが斜めになった場合の永久磁石とベッド面の位置関係を示す説明図

【図11】本発明の第3の実施形態に係るベッド面に設けたホール素子及び永久磁石を示す斜視図

【図12】スコープの内部に設けられる磁性体を示す斜視図

【図13】スコープ内の磁性体がベッド面に配置されたホール素子上を横切るときの永久磁石による磁界の変動を示す説明図

【図14】スコープ内に複数の磁性体を設ける場合の第1の配設例を示す斜視図

【図15】スコープ内に複数の磁性体を設ける場合の第2の配設例を示す斜視図

【図16】本発明の第4の実施形態に係るベッド面上に移動可能に配設されたU字形の磁性体を示す斜視図

【図17】U字形の磁性体に設けられる励磁手段及びインダクタンス検出手段の構成を示す説明図

【図18】U字形の磁性体のベッド面上での移動を示す説明図

【図19】U字形の磁性体のベッド側面に沿った移動を示す説明図

【図20】U字形の磁性体を回動させる際の変形例を示す説明図

【図21】U字形の磁性体を複数設けた場合の構成例を示す説明図

【図22】U字形の磁性体をベッド面上で移動させる際の変形例を示す説明図

【図23】本発明の第5の実施形態に係るベッド面の周囲に配設された三つ一組のコイルを示す斜視図

【図24】三つ一組のコイルの構成を示す説明図

【図25】三つ一組のコイルを保持、駆動する駆動手段の概略構成を示す説明図

【図26】スコープの内部に設けられる磁性体を示す斜

視図

【図27】本発明の第6の実施形態に係る電磁石及び交流励磁回路を示す構成説明図

【図28】スコープの内部に設けられる球形の空間及び磁性体を示す斜視図

【図29】スコープ内の磁性体と球形の空間との接触を検出する接触検出手段の構成を示す説明図

【図30】電磁石の磁力による引張力と磁性体の重力との平衡関係を示す説明図

【図31】本発明の第7の実施形態に係るベッド面上に配設された磁束計を示す斜視図

【図32】磁束計の構成を示す説明図

【図33】内視鏡が挿入されている臓器を検出可能な装置の第1の構成例を示す構成説明図

【図34】挿入臓器判定装置の機能構成を示すブロック図

【図35】プローブ内に設けられる磁界発生素子とベッド面に設けられる磁界検出素子の構成を示す説明図

【図36】内視鏡形状検出装置の概略構成を示すブロック図

【図37】内視鏡が挿入されている臓器を検出可能な装置の第2の構成例を示す構成説明図

【図38】内視鏡挿入部内に設けられる位置検出用の受信部または発信部に係る第1の構成例を示す断面図

【図39】コイルとリード線との接続構造を示す構成説明図

【図40】従来のコイルとリード線との接続構造を示す説明図

【図41】内視鏡挿入部内に設けられる位置検出用の受信部または発信部に係る第2の構成例におけるフィルム基板を示す平面図

【図42】図41のフィルム基板を立方体状に組み立てて位置検出用の受信部または発信部を構成した状態を示す斜視図

【図43】内視鏡挿入部内に設けられる位置検出用の受信部または発信部に係る第3の構成例におけるフィルム基板を示す平面図

【図44】図43のフィルム基板を立方体状に組み立てて位置検出用の受信部または発信部を構成した状態を示す斜視図

【図45】体組織の温度計測手段を用いた内視鏡形状検出装置の第1の構成例を示す説明図

【図46】スコープ外表面に設ける温度センサの配置の変形例を示す説明図

【図47】体組織の温度計測手段を用いた内視鏡形状検出装置の第2の構成例を示す説明図

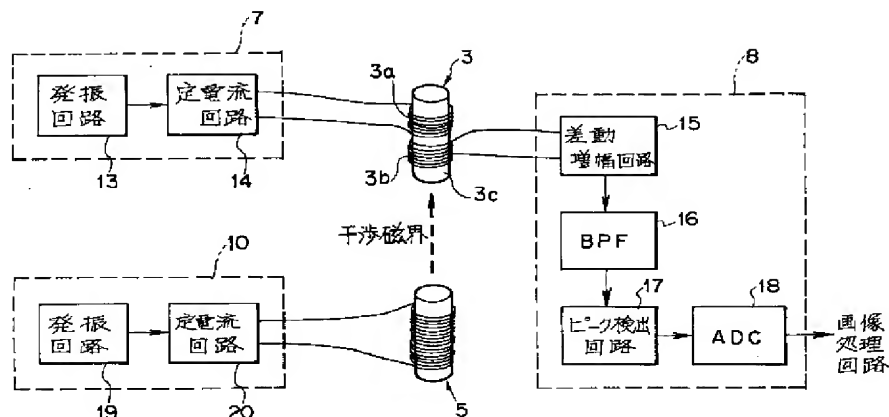
【図48】光センサの構成を示す説明図

【図49】体組織の熱エネルギーの吸収により発生する光センサの電極における電荷量の変化を示す作用説明図

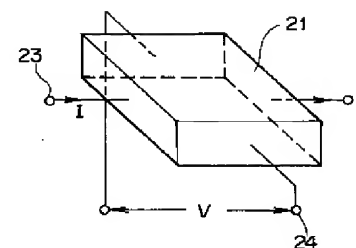
【符号の説明】

- 1…内視鏡形状検出装置
- 2…プローブ
- 3…検査コイル
- 3a…磁界発生コイル
- 3b…磁界受信コイル
- 4…ベッド
- 5…干渉コイル
- 6…検査コイル切換回路
- 7…検査コイル駆動回路
- 8…磁界検出回路
- 9…干渉コイル切換回路
- 10…干渉コイル駆動回路
- 11…画像処理回路
- 12…表示装置
- 16…バンドパスフィルタ（BPF）
- 17…ピーク検出回路
- 18…アナログ・デジタルコンバータ（ADC）

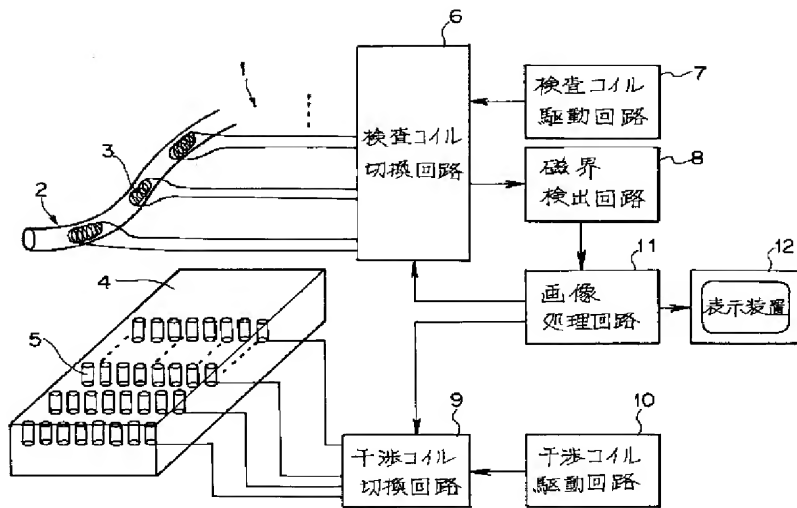
【図2】



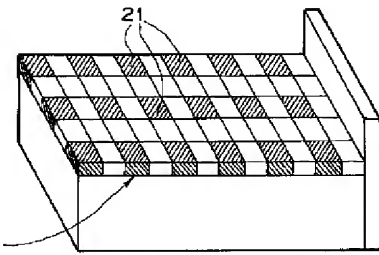
【図6】



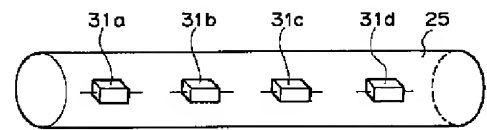
【図1】



【図5】

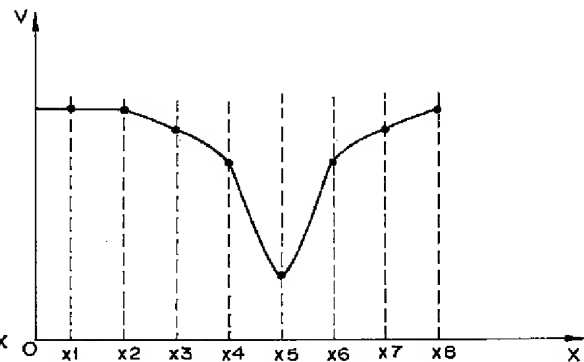
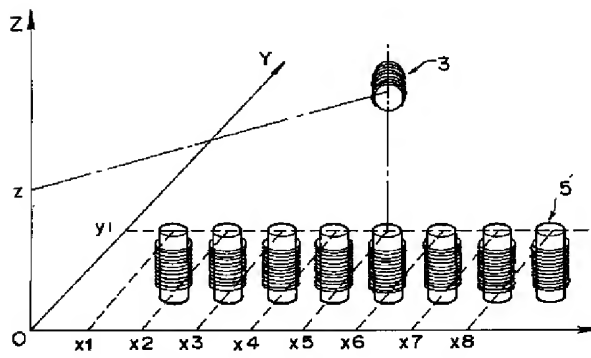


【図14】



【図3】

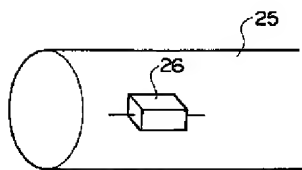
【図4】



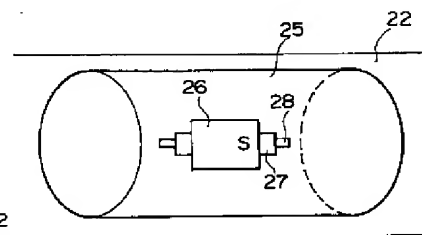
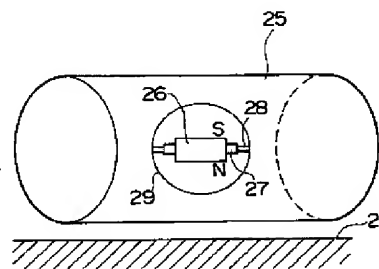
【図7】

【図8】

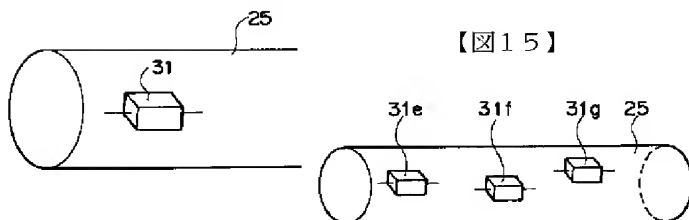
【図9】



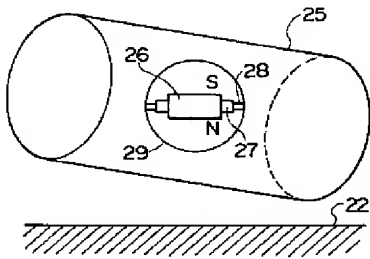
【図12】



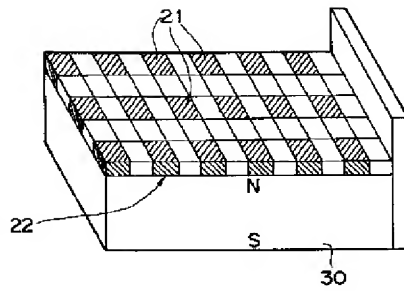
【図15】



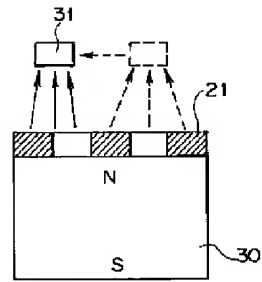
【図10】



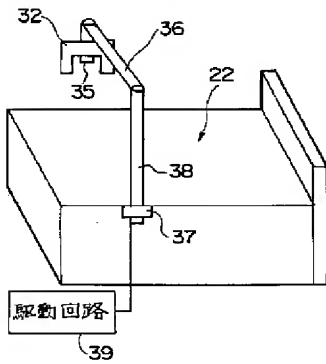
【図11】



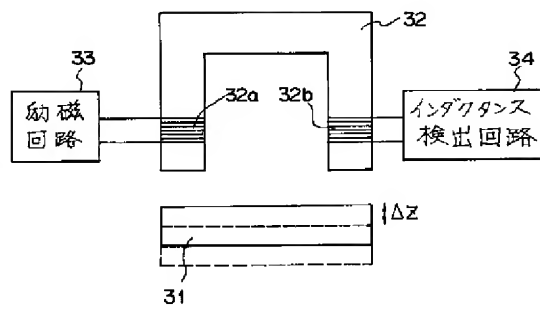
【図13】



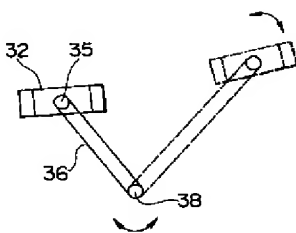
【図16】



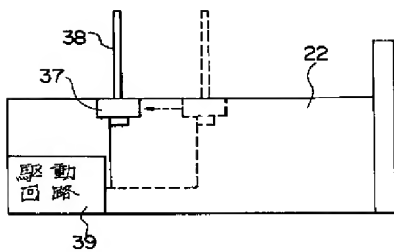
【図17】



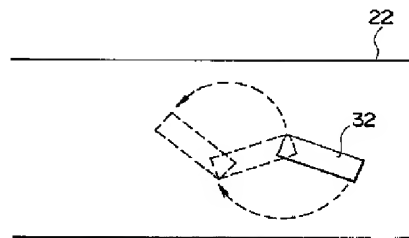
【図18】



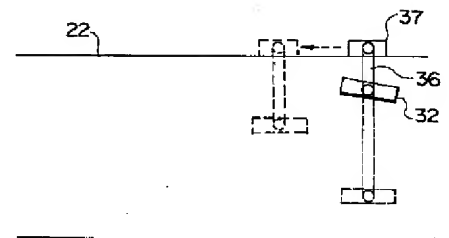
【図19】



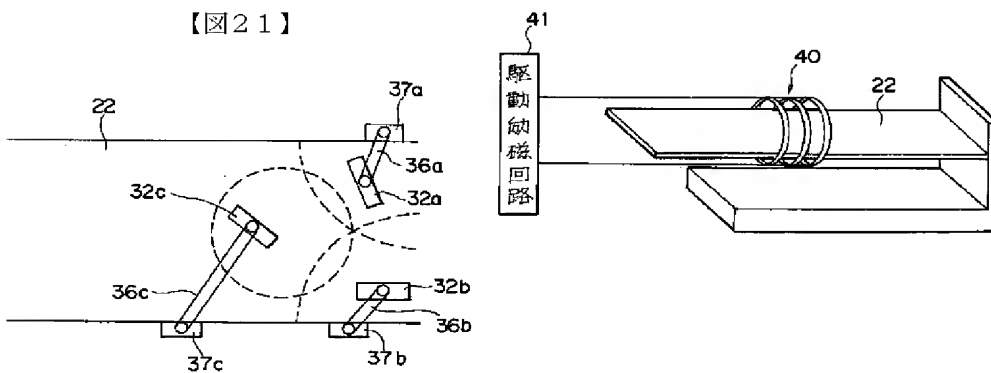
【図20】



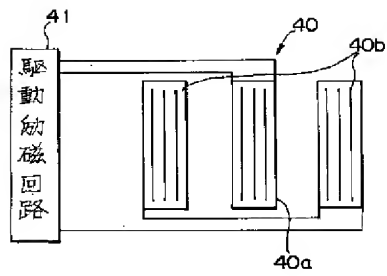
【図22】



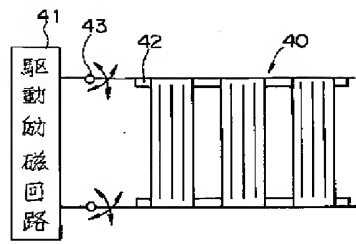
【図23】



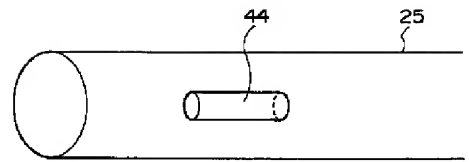
【図24】



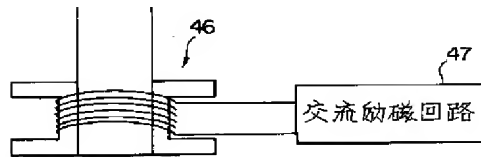
【図25】



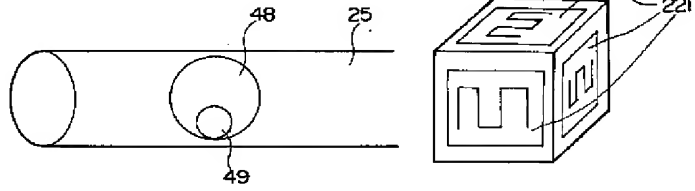
【図26】



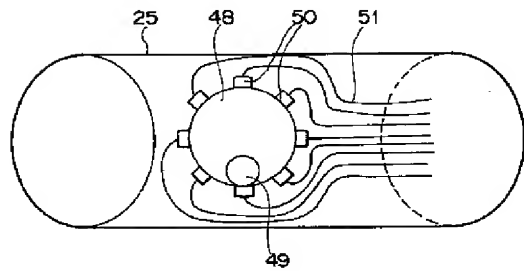
【図27】



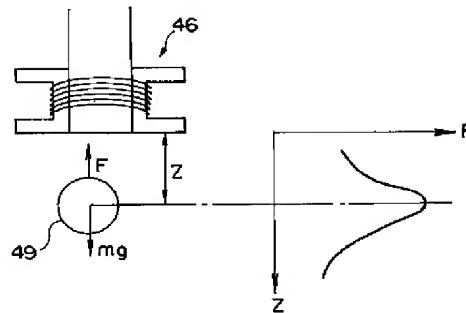
【図28】



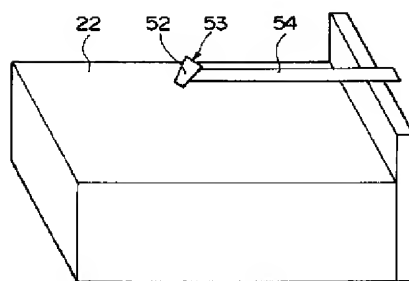
【図29】



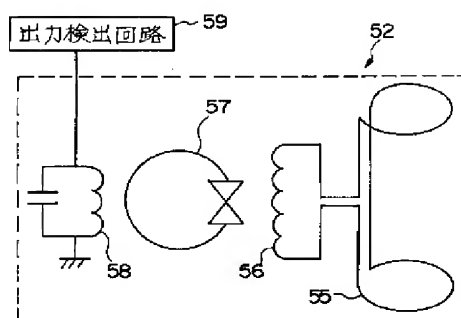
【図30】



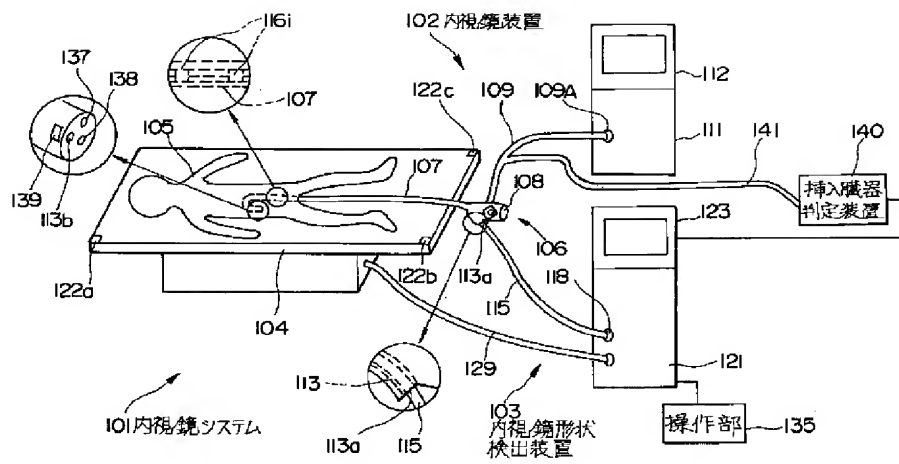
【図31】



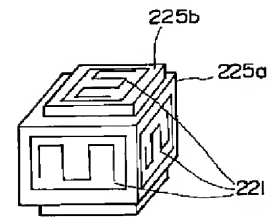
【図32】



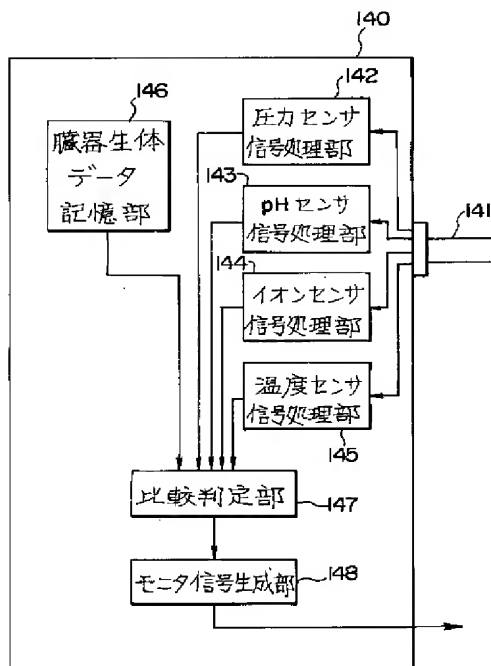
【图 3-3】



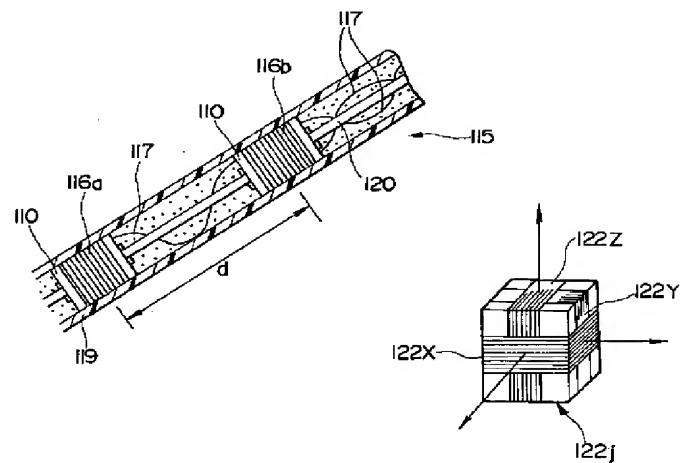
【图4-4】



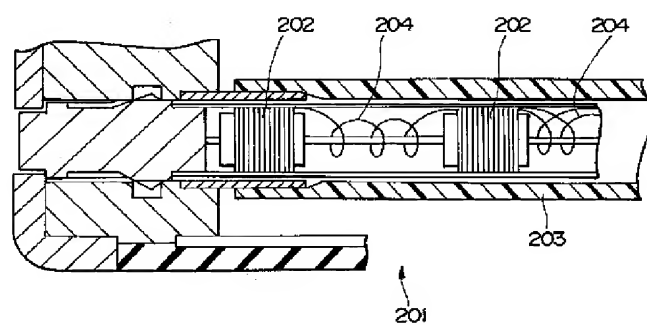
【図34】



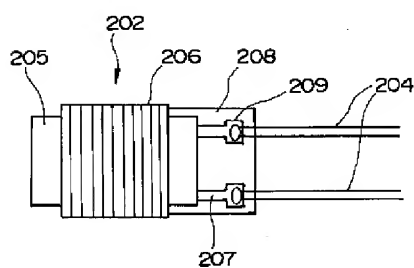
【例 35】



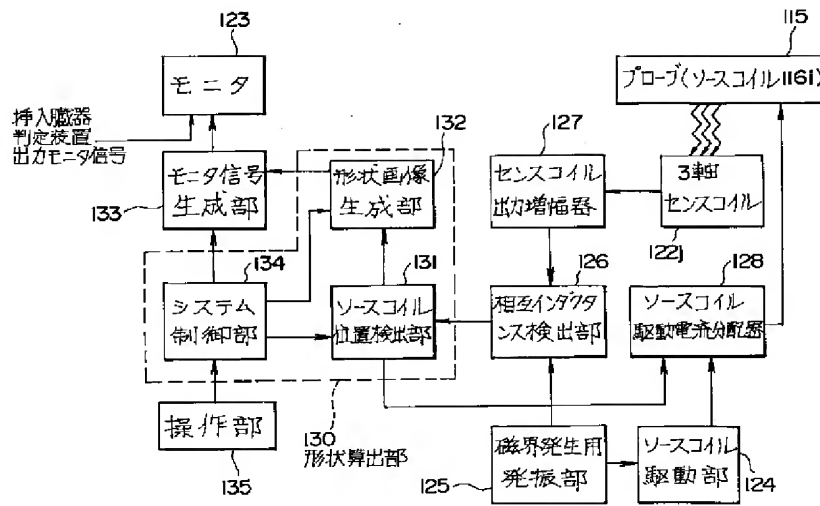
【図38】



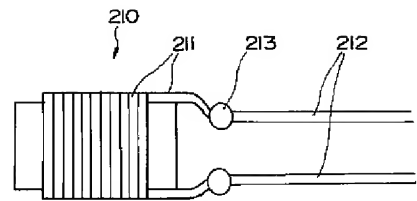
【図39】



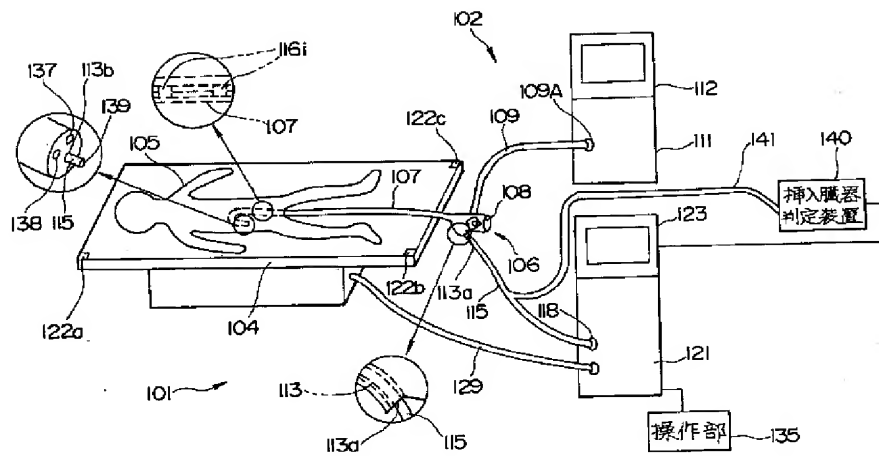
【図3 6】



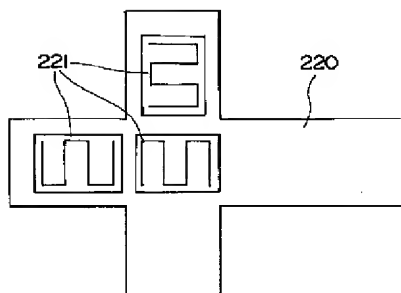
【図40】



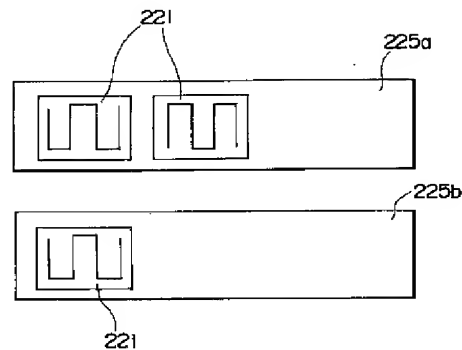
【图37】



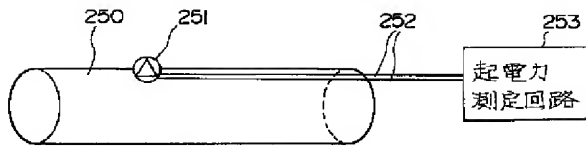
【例4.1】



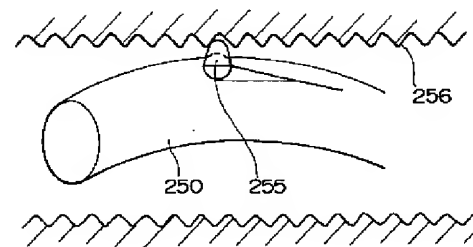
【图43】



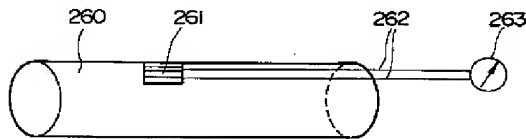
【図45】



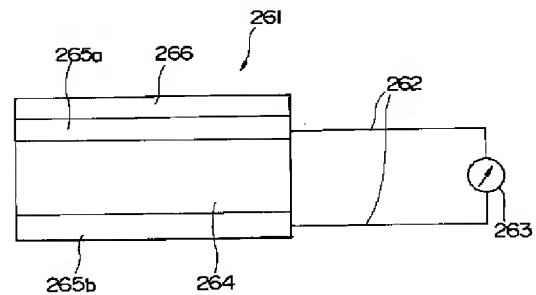
【図46】



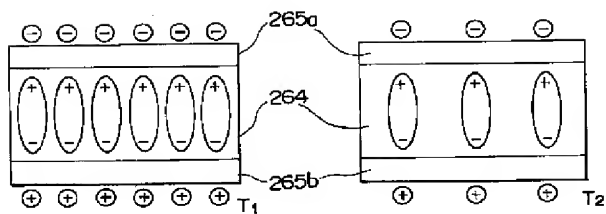
【図47】



【図48】



【図49】



フロントページの続き

(72)発明者 工藤 正宏
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 岡田 祥宏
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 宮野 保男
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 藤尾 浩司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 石井 司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 野口 利昭
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 道口 信行
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 後野 和弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 谷口 明
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内